

УДК 615.831.7

*О.Г. Шмендель, аспірантка гр. ПБ-82ф, к.т.н., доц. Терещенко М.Ф.
КПІ ім. Ігоря Сікорського*

СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ ДОСЛІДЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН МЕТОДАМИ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ

Анотація. На сьогоднішній день існує широкий спектр досліджень застосування лазерів в області медицини. Давно відомо, що низькоінтенсивне лазерне випромінювання (НІЛВ) має знеболюючий та терапевтичний вплив на біологічні тканини саме завдяки процесу поглинання клітинами біологічних тканин (БТ) і відсутності теплового впливу НІЛВ на БТ.

Ключові слова: лазер, терапія, біологічні тканини, шкіра людини, епідерміс, дерма.

ВСТУП

З моменту винаходу рубінового лазера Теодором Майманом у 1960 р., як пристрою, що генерує електромагнітне випромінювання, яке є відносно рівномірним та стабільним за довжиною хвилі, фазою та поляризацією [1], було розроблено множину приладів та систем, що мають досить широкий спектр довжин хвиль та інтенсивності лазерного випромінювання. Відомо, що лазери, які використовуються для хірургії та лазери для терапії, мають параметри, що суттєво відрізняються по основним параметрам. Це параметри довжин хвиль, інтенсивностей, щільностей потужності, частоти. Особливо ефективним та широко впровадженим в медичну практику для лазерної терапії виявилось низькоінтенсивне лазерне випромінювання, яке впливає на БТ не тільки тепловою дією.

ОГЛЯД ПОПЕРЕДНІХ РОБІТ

У роботі Постена та співавторів [2] була зроблена класифікація низькоінтенсивних лазерів з наступними параметрами:

- Значення вихідної потужності лазерів 0,001 - 0,1 Вт.
- Довжина хвилі в межах 300 - 10 600 нм.
- Частота імпульсів від 0,0001 Гц, що означає безперервний до 5000 Гц.
- Значення інтенсивності 0,01-10 Вт /см² і дози опромінення від 0,01 до 100 Дж/см².

Найбільш поширені методи використання низькоінтенсивного лазерного випромінювання включають такі лазери, як рубін (694 нм), Ar (488 та 514 нм), He-Ne (632,8 нм), Криптон (521, 530, 568 та 647 нм), Ga-Al-As (805 або 650 нм), так і Ga-As (904 нм) [3].

Висновками даних робіт була саме оцінка фотохімічного впливу лазерного випромінювання на БТ, тобто поглинання клітинами БТ світла, а не її термічна дія.

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

У попередніх наших дослідженнях [4, 5, 6] було проведено серію експериментів із деякими типами лазерними терапевтичними апаратами на різних біологічних тканинах:

Експеримент був поділений на 6 етапів [5]:

1. Лазерний фізіотерапевтичний апарат АФЛ-2 – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 630 нм, щільність потужності 1 мВт), III, V

та VI типи шкіри [4,5];

2. Апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 460 нм, щільність потужності 1 мВт) – III та VI типи шкіри;

3. Лазерний терапевтичний апарат "Лика-терапевт М" – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 5мВт та 10 мВт) – III тип шкіри;

4. Лазерний терапевтичний апарат "Лика-терапевт М" – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – ніготь великого пальця руки;

5. Лазерний терапевтичний апарат "Лика-терапевт М" – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – куряча ніжка;

6. Лазерний терапевтичний апарат "Лика-терапевт М" – безперервний режим випромінювання (довжина хвилі – 660 нм, щільність потужності 10 мВт) – шкіра свині.

У одній з попередніх робіт був змодельований процес розподілу теплової енергії під впливом НІЛВ у епідермісі та дермі шкіряного покриву кінцівки руки людини [6]. На основі моделі даного процесу було симульовано процес за допомогою програмного забезпечення RPSMES на базі фізичного факультету Лодзького технічного університету Республіки Польща. Розробка даної симуляції була обґрунтована необхідністю розуміння процесів комплексної взаємодії лазерного променя з структурами БТ вимагає досконально візуалізувати етапи розподілу тепла в поверхневих шарах шкіри.

Серія експериментів допомогла виявити, що реакція БТ на дію лазерного випромінювання супроводжується оптичними та тепловими ефектами з диференціальним виділенням теплової енергії БТ. Тобто НІЛВ має скоріше фотохімічний ефект, а не тепловий або ж аблятивний. Це означає, що світло поглинається і викликає хімічні зміни у БТ. Найбільш вивчене та ефективно поглинання та зміни у БТ відбуваються при довжині хвилі не нижче 630 нм.

Такі параметри як поглинання та розсіювання світла в БТ набагато суттєвіші у синій області спектра, ніж у червоній, оскільки основні тканинні хромофори (гемоглобін та меланін) мають високі смуги поглинання на коротших довжинах хвиль, при цьому світлорозсіювання тканин вище на коротших довжинах хвиль. Рідина, вода, сильно поглинає інфрачервоне світло на довжинах хвиль більше 1100 нм. Тому використовується, як правило, НІЛВ червоного та ближнього інфрачервоного світла (600-1100 нм) при роботі з БТ людей та тварин [1].

Для об'єктивної оцінки результатів виконаного експерименту розроблена та вдосконалена математична модель визначення зміни температури шкіри під впливом лазерного опромінення [4,5]. Та було проведено поглиблене порівняння результатів розрахунків за математичною моделлю та серії експериментів для різних типів шкіри людини, нігтя, шкіри свині та курячої ніжки. Результати даного порівняння збігались з відносною похибкою, що не перевищувала 7,4%.

В результаті досліджень було запропоновано нове технічне рішення апарату лазерної та поліхроматичної терапії. В основу такого технічного рішення поставлена задача суттєвого розширення функціональних можливостей в реабілітації, фізіотерапії та косметології з забезпеченням ефективності процедур за рахунок комбінованої дії лазерного випромінювання, світла, ультразвуку та магнітного поля на біологічні тканини зі зміною потужності лазерного опромінення [7].

ВИСНОВКИ

Попередньо проведені експерименти та дослідження підтверджують, що основну увагу при розробці та дослідженнях максимально ефективних параметрів лазерного випромінювання для лазерної терапії необхідно приділяти саме фотохімічним процесам БТ, що стимулюються дією лазерного випромінювання. При розробці нових технологій та методик доцільно також враховувати різницю типів та кольору шкіри людини, так як фотохімічні процеси у БТ різних типів відрізняються.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Farivar S, Malekshahabi T, Shiari R. Biological Effects of Low Level Laser Therapy. J Lasers Med Sci 2014; 5(2):58-62.
- [2] Posten W, Wrone DA, Dover JS, Arndt KA, Silapunt S, Alam M. Low-level laser therapy for wound healing: mechanism and efficacy. Dermatol Surg 2005; 31(3):334-40.
- [3] Lin F, Josephs SF, Alexandrescu DT, Ramos F, Bogin V, Gammill V, et al. Lasers, stem cells, and COPD. J Trans Med 2010; 8:16.
- [4] Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, М. Р. Печена, «Моніторинг зміни температур при лазерній терапії». Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія приладобудування, №47, с.156-162, 2014.
- [5] О. Г. Шмендель, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик та І. А. Данилюк, «Динаміка змін температурних параметрів у біологічних тканинах при дії лазерного випромінювання різних довжин хвиль». KPI SCIENCE NEWS, №5-6 (2019), с.87-94, 2019. DOI : 10.20535/kpi-sn.2019.5-6.188316.
- [6] Шмендель О. Г., Терещенко М. Ф. Симуляція процесу розподілу тепла у верхніх шарах шкіри під впливом лазерного випромінювання. XIII Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна.—С.247–250.
- [7] Карпушева, А. Г. Автоматизована система лазерної терапії / А. Г. Карпушева, М. Ф. Терещенко // XIII Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020.— С.196–199.

Наук. керівник – к.т.н., доцент Терещенко М.Ф.